

Meßgenauigkeit bei der Bestimmung der Unterschenkeltorsion mit dem Röntgen - Bildverstärker

**Ein experimenteller Beitrag zum Studium der Torsionsfehler
der unteren Extremität**

von

Hans-Theobald Schrems

aus

Regensburg

1972

Aus der Orthopädischen Klinik mit Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. med. D. Hohmann

Meßgenauigkeit bei der Bestimmung der Unterschenkeltorsion mit dem Röntgen - Bildverstärker

**Ein experimenteller Beitrag zum Studium der Torsionsfehler
der unteren Extremität**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Hans-Theobald Schrems

aus

Regensburg

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen
Fakultät der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. G. Koch

Referent: Prof. Dr. D. Hohmann

Tag der mündlichen Prüfung: 31. Juli 1972

Inhaltsverzeichnis

- 1) Einleitung
- 2) Beschreibung des Gerätes (Phantoms)
- 3) Theoretische Grundlagen
- 4) Durchführung der Untersuchung und Auswertung der Röntgenbilder
- 5) Durchgeführte Untersuchung
- 6) Ergebnisse
- 7) Zusammenfassung
- 8) Literaturverzeichnis



Digitized by the Internet Archive
in 2026

1) Einleitung

Die genaue Bestimmung des physiologischen und pathologischen Torsionswinkels der Tibia ist für die klinische und wissenschaftliche Untersuchung u.a. von post-traumatischen Drehfehlstellungen, Klumpfuß und anderen Fußdeformitäten, Achsenfehlstellungen des Beines und pathologischem Torsionswinkel des Schenkelhalses notwendig. In einer früheren Arbeit haben wir eine röntgenologische Methode zur Bestimmung des Torsionswinkels der Tibia angegeben (SCHREMS, H. 1972).

Das Bein wird dabei unter Bildwandlerkontrolle in Kniestreckstellung entsprechend gelagert. Mit dem Röntgen-Bildverstärker werden eine a.-p.-Aufnahme und eine seitliche Aufnahme des Sprunggelenkes angefertigt. Durch die Festlegung von Bezugspunkten (kaudale Apices des malleolus medialis und lateralis, welche als Malleolenpunkte bezeichnet werden) kann durch Vermessen der Röntgenbilder der Torsionswinkel bestimmt werden. Bei der Untersuchung einer größeren Personenzahl erwies sich die Methode als genau. Es konnte jedoch nicht angegeben werden, ob möglicherweise durch die Röntgentechnik Fehler bei der Winkelbestimmung auftreten.

In der vorliegenden Arbeit wird untersucht, ob möglicherweise durch die Verwendung des Röntgen-Bildverstärkers Projektionsfehler auftreten, welche die Genauigkeit der Winkelmessung beeinflussen.

Wie wir bereits damals angaben, können die Belichtungen des Objekts (oberes Sprunggelenk bzw. Malleolenpunkte) durch die Verwendung des Röntgen-Bildverstärkers (Siremobil II der Fa. Siemens, Erlangen) nur aus einem

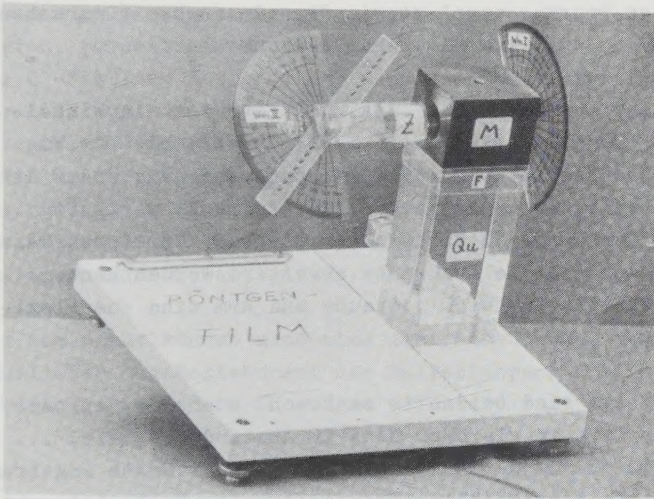
relativ kurzen Abstand (45 cm) erfolgen. Nachdem in der Literatur keine Angaben über auftretende Projektionsfehler bei Aufnahmeerstellung mit einem Röntgen-Bildverstärker zu finden waren und uns auch die Herstellerfirma keine genaue Auskunft geben konnte, führten wir eine Versuchsreihe durch, welche die diesbezüglichen Zusammenhänge klären sollte.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden untersucht:

- 1) Die Art der Projektion.
- 2) Die Projektion der Endpunkte einer Strecke in Abhängigkeit von räumlichen Drehungen um den Streckenmittelpunkt.
- 3) Die Projektion der Endpunkte einer Strecke in Abhängigkeit von der Streckenlänge bei fester räumlicher Richtung und festem Streckenmittelpunkt.
- 4) Die Projektion der Endpunkte einer Strecke in Abhängigkeit von unterschiedlichen Fokus-Objekt-Abständen.

Wir fertigten ein Gerät an, das uns die Untersuchung der unter 1) - 4) genannten Punkte ermöglichte. Das Gerät stellt hier ein Phantom der Malleolengabel bzw. der Malleolenpunkte dar.

2) Beschreibung des Gerätes (Abb. 1)



Eine Auflagefläche kann durch 4 in der Höhe verstellbare Füße unter Kontrolle einer aufmontierten, schwenkbaren Wasserwaage horizontal gelagert werden. Auf der Auflagefläche ist ein Quader (Qu) aus Plexiglas (Maße: 10 x 5 x 4,2 cm) montiert, der an seinem oberen Ende eine zirkuläre Fassung besitzt, die zur exakten Fixierung des aufsetzbaren Metallquaders (M) mit den Maßen 5 x 4,2 x 4,2 cm dient. Im Metallquader ist eine zentrale Bohrung angebracht, in der ein Zylinder (Z) um die Drehachse I bewegt werden kann. Durch eine Feststellschraube kann der Zylinder in jeder gewünschten Drehposition arretiert werden. Durch eine entsprechende Konstruktion kann sich der Zylinder nicht in der Richtung der Längsachse bewegen.

Am vorderen Ende besitzt der Zylinder eine exakte, mittelständige Fräsung. Senkrecht dazu ist eine mittelständige Bohrung angelegt, in der eine Achse (Drehachse II) liegt, die zugleich als Feststellschraube dient.

Senkrecht zur Längsachse des Zylinders ist ein Winkelmesser (Wm I) fest an der Fräsung angebracht. Der Winkelmesser besitzt eine entsprechende Bohrung, sodaß die Drehachse II durch seinen Kreismittelpunkt verläuft. Um die Drehachse II ist ein Arm drehbar, der durch Festziehen der Feststellschraube arretiert werden kann. Zylinder (Z), Feststellschraube und Arm sind aus Plexiglas.

Auf dem Arm sind beidseits senkrecht stehende, spitze Metallstifte in gleicher Höhe im Abstand 2,0; 2,5; ... 4,5; 5,0 cm von der Drehachse II in einer Reihe angebracht. Die Spitzen der Metallstifte stellen die Malleolenpunkte dar. Somit ergeben sich Malleolenpunktabstände von 4 - 10 cm im Abstand von 0,5 cm. Die Werte wurden für den Bereich von 4 - 10 cm gewählt, da die physiologisch vorkommenden Abstandswerte der Malleolenpunkte größtenteils in diesem Bereich liegen dürften.

Die durch den Drehpunkt II verlaufende Verbindungslinie der Metallspitzen ist auf dem Arm eingraviert, sodaß ihre jeweilige Drehung um die Drehachse II auf dem Winkelmesser II abgelesen werden kann. Der entsprechende Winkel wird mit β bezeichnet.

Am anderen Ende des Zylinders ist ein anderer Winkelmesser (Wm I) fest mit diesem verbunden. Sein Kreismittelpunkt liegt in der Drehachse I und seine gerade untere Kante in der Ebene des Winkelmessers II. An der Rückseite des Metallquaders ist ein Kreuz ein-

graviert, dessen Schnittpunkt in der Drehachse I liegt. Dadurch kann jede Drehung des Zylinders bzw. der Metallspitzen um die Drehachse I am Winkelmesser I abgelesen werden. Der entsprechende Winkel wird mit α bezeichnet. Die 0° -Stellung ist gegeben, wenn die Metallspitzen parallel zur horizontalen Auflagefläche liegen. Winkel α entspricht dem von uns definierten Torsionswinkel. Die Metallspitzen (Malleolenpunkte) können somit um bekannte Beträge um die Drehachse I (Drehungswinkel α) und um die Drehachse II (Drehungswinkel β) bewegt werden. Die Abstände d der Metallspitzen sind bekannt.

Mit dem Gerät können also eine sehr hohe Anzahl möglicher räumlicher Lagebeziehungen der Malleolenpunkte simuliert werden.

Das Gerät dient zur Herstellung von Röntgenaufnahmen (a.-p.-Aufnahme und seitliche Aufnahme), die denen bei der Torsionsmessung am Patienten am oberen Sprunggelenk entsprechen.

Der Strahlengang bei der a.-p.-Aufnahme ist in Abb. 2 dargestellt.

Für die Herstellung der seitlichen Aufnahme braucht die Stellung des Röntgengerätes nicht verändert zu werden, der Strahlengang bleibt der gleiche. Dafür wird der Metallquader (M) um 90° um die Drehachse I gedreht.

Die Röntgenfilme werden auf den vorgesehenen Platz auf der Auflagefläche gelegt. Die Längskante der Folie muß am Quader (Qu) anliegen. Damit liegen alle Bildkanten parallel bzw. rechtwinkelig zur Frontal- und Transversalebene. Die Folie selbst liegt in der Horizontalebene. Auf der Folie werden die Metallspitzen exakt abgebildet.

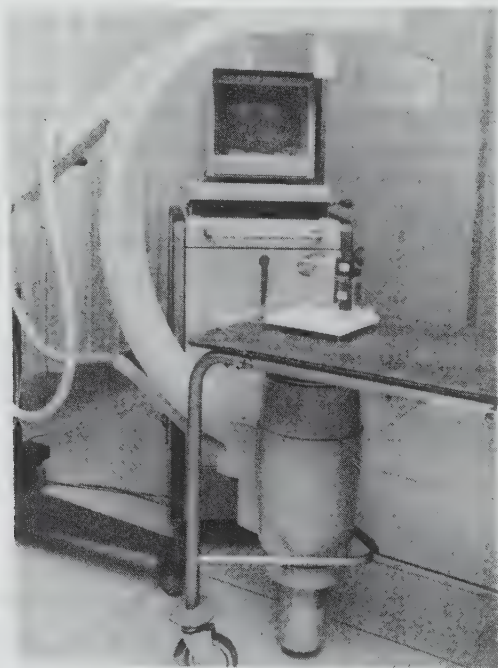
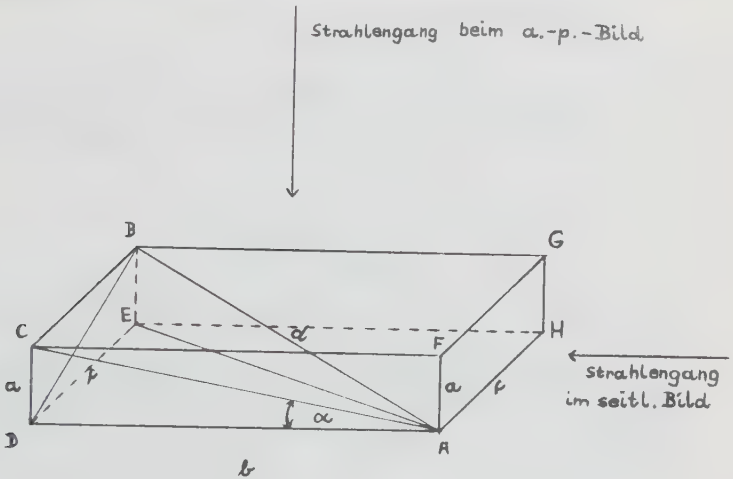


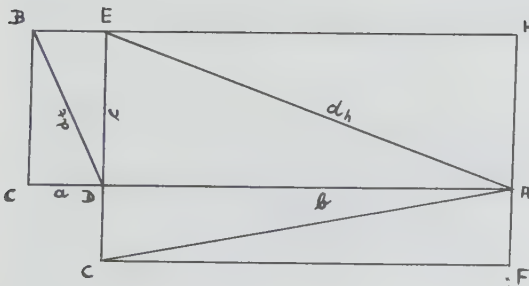
Abb. 2: Strahlengang bei der a.-p.-Aufnahme

3) Theoretische Grundlagen

Die folgende räumliche Darstellung (I) veranschaulicht die Lage zweier Metallspitzen (Malleolenpunkte), der durch sie bestimmten Verbindungsstrecke d und der drei Bezugsebenen.



Aufriß:



- 1) A und B seien die beiden Malleolenpunkte.
- 2) Die Frontalebene ist parallel zu der durch die Punkte ACD verlaufenden Ebene.
Die Horizontalebene liegt parallel zu der durch die Punkte ADE bestimmten Ebene.
Die Transversalebene ist parallel zu der durch die Punkte BCD verlaufenden Ebene.
- 3) Die Projektion der Geraden durch die Malleolenpunkte A und B in die (zur Frontalebene parallelen) Ebene durch die Punkte ACD bildet mit der (zur Horizontalebene und Frontalebene parallelen) Geraden durch die Punkte A und D den Winkel α (entspricht Torsionswinkel α).

Die Zeichnung II stellt den Grund-, Seiten- und Aufriß des Quaders ABCDEFGH dar:

Der Grundriß ist das bei der a.-p.-Aufnahme entstehende Röntgenbild, also die Projektion in die Horizontalebene. Der Seitenriß ist das bei der seitlichen Aufnahme entstehende Röntgenbild, also die Projektion in die Transversalebene. Der Aufriß ist die Projektion in die Frontalebene. Er wird aus den in den Grund- und Aufriß erhaltenen Daten ermittelt.

Der Winkel α wird im Aufriß von den Geraden durch A,D (parallel zur Horizontalebene) und durch A,C (Projektion der Malleolenachse in die Frontalebene) gebildet.

Bezeichnet man mit:

- | | |
|---|-------------------------------------|
| a | die Länge der Strecke von C nach D, |
| b | die Länge der Strecke von A nach D, |
| c | die Länge der Strecke von D nach E, |
| d | die Länge der Strecke von A nach B, |

so erhält man: aus dem a.-p.-Röntgenbild die Meßwerte: b, c und d_h ; aus dem seitlichen Röntgenbild die Meßwerte: a, c und d_t ;

Der Winkel α ($\hat{=}$ Torsionswinkel) berechnet sich aus:

$$\tan \alpha = \frac{a}{b} ;$$

der Winkel β zwischen den Geraden durch A, E (Projektion der Malleolenachse in die Horizontalebene) und durch E, H (parallel zur Horizontalebene und Frontalebene) ist bestimmt durch:

$$\tan \beta = \frac{c}{b} ;$$

Gehen wir davon aus, daß die Strecken a, b und c mit parallelen Strahlen projiziert werden, dann erfolgt ihre Abbildung im Verhältnis 1:1.

Sind nur die Größen d, α und β bekannt, wie das bei dem durchgeführten Phantomversuch gegeben ist, so können die Größen a, b und c nach den Formeln:

$$a = d \cdot \cos \beta \cdot \sin \alpha ;$$

$$b = d \cdot \cos \beta \cdot \cos \alpha ;$$

$$c = d \cdot \sin \beta$$

errechnet werden.

Bei der Verwendung des Röntgen-Bildverstärkers erfolgt die Projektion nicht mit parallelen Strahlen. Die Strecken a, b und c werden folglich nicht im Verhältnis 1:1 abgebildet, sondern als Strecken a' , b' und c' .

Aus diesen Größen können die den Winkel α und Winkel β entsprechenden Winkel α' und β' gemäß $\tan \alpha' = \frac{a'}{b'}$ und $\tan \beta' = \frac{c'}{b'}$ berechnet werden.

Die uns interessierenden (projektionsbedingten) Verzerrungsfaktoren ergeben sich aus den Quotienten $\frac{a'}{a}$, $\frac{b'}{b}$ und $\frac{c'}{c}$.

4) Durchführung der Versuche

Röntgengerät: Röntgen-Bildverstärker Siremobil II der
Firma Siemens, Erlangen.

Röntgenfolien: Kassettenlose Filme (Format 13 x 18 cm)

Objekt: Phantom

Fokus-Objektabstand: 45 cm	}	entsprechend den bei der Untersuchung am Patienten verwendeten Werten.
Objekt-Filmabstand: 13 cm		

Belichtung: 0,32 sec bei 90 kV und 3 mA .

Auf einem Tisch wird das Phantom durch Verstellen der Füße unter Kontrolle der Wasserwaage horizontal aufgestellt. Der Arm des Gerätes wird zunächst parallel zur Horizontalebene und Frontalebene fixiert ($\alpha = 0^\circ$, $\beta = 0^\circ$) .

Der Bildwandler wird in der auf Abb. 2 gezeigten Stellung aufgestellt. Der Zentralstrahl wird so eingestellt, daß er

- 1) senkrecht auf die horizontale Auflagefläche des Gerätes auftrifft
- 2) durch die Mitte des Armes (Drehachse II) verläuft.

ad 1) Diese Einstellung wird erreicht, wenn der Boden der zylinderförmigen Abdeckung der Röntgenröhre waagerecht steht, was mit einer Wasserwaage kontrolliert werden kann. ¹⁾

ad 2) Der Kreismittelpunkt des Bodens der zylinderförmigen Abdeckung der Röntgenröhre muß über der Drehachse II liegen.

¹⁾ Nach Angaben der Herstellerfirma ist diese Verfahrensweise korrekt.

Die richtige Einstellung kann überdies am Bildschirm des Röntgen-Bildverstärkers kontrolliert werden:

- 1) Die Metallstifte (links und rechts der Drehachse II) müssen spiegelbildlich dargestellt werden.
- 2) Drehpunkt II muß in der Mitte des Bildausschnittes sein.

Der Abstand des Zylinderbodens der Röhrenabdeckung von den Metallspitzen wird auf 45 cm eingestellt.

Nun erfolgt die gewünschte Einstellung der Malleolenpunkte im Raum, d.h. Winkel α und β werden entsprechend eingestellt.

a.-p.-Aufnahme:

Die Röntgenfolie wird auf den vorgesehenen Platz auf das Gerät gelegt. Durch die angebrachte Führungsschiene liegt die Längskante der Folie an dem Quader (Qu) an, damit parallel zur Frontalebene.

Die Belichtung erfolgt mit den oben angegebenen Werten.

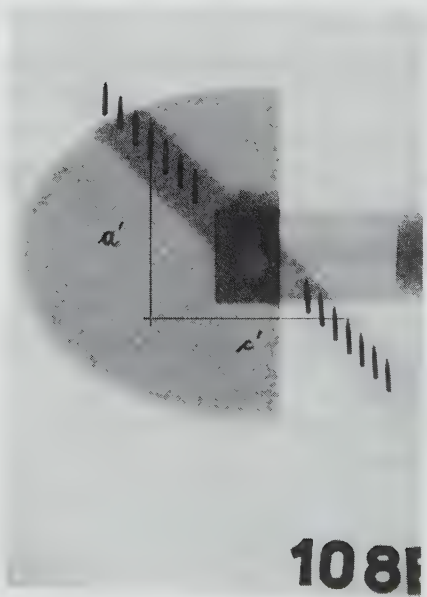
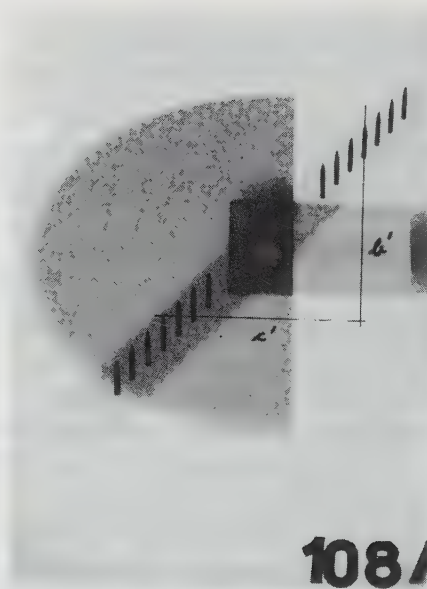
seitliche Aufnahme:

Der Metallquader wird um 90^0 um die Drehachse I gekippt. Die Lagerung der Folie und die Belichtung erfolgen wie bei der a.-p.-Aufnahme.

Auswertung der Bilder:

Die Bilder werden nach derselben Methode vermessen, wie die an Patienten hergestellten.

Beispiel: der gewählte "Malleolenpunktstand" sei 7 cm (vgl. Abb. 3 und 4)



- 1) Eine Parallele zur Schmalseite (parallel zur Transversalebene) des Bildes wird mit Bleistift durch die mittlere Metallspitze der einen Armseite,
- 2) eine Parallele zur Längsseite (parallel zur Frontalebene) des Bildes wird mit Bleistift durch die mittlere Metallspitze der anderen Armseite gelegt.

Bei a.-p.-Aufnahme und seitlicher Aufnahme wird gleichermaßen verfahren.

Durch den Schnittpunkt der beiden Parallelen erhalten wir:

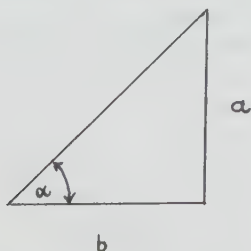
auf der a.-p.-Aufnahme die Werte b' und c' ,
 b' ... parallel zur Frontalebene
 c' ... parallel zur Transversalebene

auf der seitlichen Aufnahme die Werte a' und c' ,
 a' ... parallel zur Frontalebene
 c' ... parallel zur Transversalebene.

Die Werte a' , b' und c' wurden mit dem Stechzirkel abgegriffen und auf 0,5 mm genau bestimmt.

Mit dem Rechenschieber wurde der Winkel α' und β' gemäß $\tan \alpha' = \frac{a'}{b'}$ und $\tan \beta' = \frac{c'}{b'}$ auf $0,5^\circ$ genau bestimmt.

Analog wurden die Werte bei den anderen Malleolenpunkt-abständen bestimmt.



Darstellung II: Ermittlung des Torsionswinkels α durch Konstruktion

5) Durchgeführte Untersuchungen

Es wurden alle Stellungen der Malleolenpunkte für Winkel α zwischen 0° und 60° in Abständen von 5° untersucht. Bei jeder der 13 möglichen α -Einstellungen wurde der Winkel α konstant gehalten, während der Winkel β in Abständen von 5° zwischen 0° und 60° variiert wurde. Bei jeder der 169 möglichen Winklereinstellungen wurden die 13 möglichen Malleolenpunkt-abstände ($d = 4,0; 4,5; \dots 9,5; 10,0$ cm) abgebildet.

Die Anzahl der durchgeführten Einstellungen beträgt somit $13^3 = 2197$ ($\hat{=}$ 338 Röntgenaufnahmen).

Jede Einstellung liefert 3 Meßwerte a' , b' und c' . Insgesamt ergeben sich somit $2197 \cdot 3 = 6591$ Werte, von denen jedoch nur 1368 vermessen wurden, und zwar die dem kleinsten ($d = 4$ cm), mittleren ($d = 7$ cm) und größten ($d = 10$ cm) Abstand entsprechenden a' -, b' - und c' -Werte bei allen Variationen der Winkel α und β , mit Ausnahme von $\beta = 0^\circ$ (bei diesen Einstellungen überlagern sich die Metallspitzen teilweise auf dem Röntgenbild und damit war keine Vermessung möglich). Bei der Einstellung $\alpha = 0^\circ$ ist $a = a' = 0$, und somit der Quotient $\frac{a'}{a}$ nicht definiert, sodaß hier nur die 72 Werte für b' und c' verwendet werden konnten.

Alle 1368 gemessenen Werte (a' , b' , c') wurden mit den entsprechenden, rechnerisch (auf 2 Stellen nach dem Komma) ermittelten Werten a , b und c der Projektion mit parallelen Strahlen verglichen.

Dabei wurden die Quotienten ($\frac{a'}{a}$; $\frac{b'}{b}$; $\frac{c'}{c}$) auf zwei Dezimalen berechnet.

Die Abhängigkeit der Projektion einer Strecke von unterschiedlichem Fokus-Objekt-Abstand wurde folgendermaßen untersucht:

Es wurden a.-p.-Röntgenbilder des Gerätes ($\alpha = 0^\circ$; $\beta = 0^\circ$) bei Fokus-Objekt-Abständen von 40; 41; 42; ... 49; 50 cm angefertigt. Die jeweils auf einer Aufnahme abgebildeten 13 möglichen Malleolenpunktabstände d' wurden mit den entsprechenden Malleolenpunktabständen d verglichen, indem der Quotient $\frac{d'}{d}$ gebildet wurde.

6) Ergebnisse

Wir erhielten bei unseren Untersuchungen $n = 1368$
Faktoren g_i . Es ergab sich:

1) Der arithmetische Mittelwert $g = 1,17$ nach:

$$g = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n g_i = 1,17 ;$$

2) Die Stichprobenstreuung $s = 0,047$ nach:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (g_i - g)^2} = 0,047 ;$$

Mit statistischer Sicherheit P liegt der statistische Mittelwert μ im Konfidenzintervall von $g - t_P \frac{s}{\sqrt{n}}$ bis $g + t_P \frac{s}{\sqrt{n}}$.

Dabei ist für

$$P = 99 \% \quad t_P = 2,58 \quad , \quad \text{also} \quad t_P \frac{s}{\sqrt{n}} = 0,0033 ;$$

$$P = 95 \% \quad t_P = 1,96 \quad , \quad \text{also} \quad t_P \frac{s}{\sqrt{n}} = 0,0025 .$$

Man erhält also mit statistischer Sicherheit 99 % den Mittelwert $\mu = 1,17 \pm 0,0033$, mit statistischer Sicherheit 95 % den Mittelwert $\mu = 1,17 \pm 0,0025$.

Versuche über die Abhängigkeit des Faktormittelwertes g vom Fokus-Objekt-Abstand ergaben:

$$g_{50\text{cm}} = 1,19 ; \quad g_{45\text{cm}} = 1,17 ; \quad g_{40\text{cm}} = 1,16 .$$

Dies bedeutet, daß die Meßgrößen a' , b' und c' gegenüber ihrer Länge beim normalen Projektionsabstand von 45 cm mit einem Fehler von höchstens $\pm 2 \%$ (rechnerischer Wert: $1,67 \%$) behaftet sind, wenn der Projektionsabstand um ± 5 cm schwankt.

Diese Fehler in a' und b' wirken sich auf die Berechnung des Torsionswinkels α' nach

$$\alpha' = \arctan \frac{a'}{b'}$$

gemäß dem Gauss'schen Fehlerfortpflanzungsgesetz so aus, daß sich der mittlere Fehler $m_{\alpha'}$ für α' aus den Fehlern $m_{a'}$ und $m_{b'}$ für a' bzw. b' nach der Formel

$$m_{\alpha'} = \sqrt{\left(\frac{b'}{a'^2 + b'^2} m_{a'}\right)^2 + \left(\frac{a'}{a'^2 + b'^2} m_{b'}\right)^2} \cdot \frac{360^\circ}{2\pi}$$

berechnet.

Wegen $m_{a'} = \pm \frac{20}{1000} a'$ und $m_{b'} = \pm \frac{20}{1000} b'$

läßt sich $m_{\alpha'}$ abschätzen durch

$$m_{\alpha'} = \frac{20}{1000} \cdot \sqrt{2} \cdot \frac{a' b'}{a'^2 + b'^2} \cdot \frac{360^\circ}{2\pi} < 1^\circ$$

Als Ergebnisse der auf Seite 2 unter Punkt 1 - 4 genannten Untersuchungen ergeben sich somit:

- ad 1: Das Objekt wird auf dem Röntgenfilm bei einem Fokus-Objekt-Abstand von 45 cm und einem Objekt-Folien-Abstand von 13 cm um den Faktor 1,17 vergrößert abgebildet.
- ad 2 und 3: Eine Strecke, folglich auch die Streckenendpunkte, wird unabhängig von räumlichen Drehungen der Strecke um den Streckenmittelpunkt und unabhängig von der Streckenlänge (4-10 cm) bei einem Fokus-Objekt-Abstand von 13 cm um den Faktor 1,17 vergrößert abgebildet.

Bei Einhaltung der Untersuchungsbedingungen:

genaue Lagerung des Objekts,
Zentrierung der Röntgenstrahlen
bei genauer Einstellung des
Strahlenganges während der a.-p.-
Aufnahme und der seitlichen Aufnahme,
Bestimmung des Fokus-Objekt-Abstandes,
Bestimmung des Folien-Objekt-
Abstandes,
Lagerung der Röntgenfilme,
Vermessung und Auswertung der
Röntgenbilder,

ist der reelle Winkelwert genau zu bestimmen.

ad 4: Der Vergrößerungsfaktor ändert sich bei Variation des Fokus-Objekt-Abstandes (45 cm) um ± 5 cm geringfügig. Bei Abstandsvariation um ± 5 cm (z.B.: a.-p.-Aufnahme: 40 cm und seitliche Aufnahme: 50 cm) ergibt sich für die Winkelbestimmung ein Fehler von weniger als 1° . Wird ein Fokus-Objekt-Abstand anderer Größe gleichbleibend bei der a.-p.-Aufnahme und der seitlichen Aufnahme verwendet, ist der reelle Winkelwert genau bestimmbar.

7) Zusammenfassung

In einer früheren Arbeit haben wir eine röntgenologische Methode zur Bestimmung des Torsionswinkels der Tibia angegeben.

Bei einer größeren Personenzahl konnte der Torsionswinkel nach Festlegung von neuen Bezugspunkten mit dieser Methode unter Verwendung eines Röntgen-Bildverstärkers in mehrmaligen, unabhängigen Untersuchungen jeweils übereinstimmend auf 1° genau bestimmt werden.

Die vorliegende Arbeit untersucht, ob durch die Röntgentechnik Fehler bei der Winkelbestimmung auftreten.

Mit einem Phantom, das den Gegebenheiten bei der Untersuchung am Menschen entspricht, wurde eine Untersuchungsreihe durchgeführt, welche die dreidimensionale Lage der Bezugspunkte berücksichtigte und eine statistische Auswertung der Ergebnisse erlaubte.

Aufbau, Durchführung und Ergebnisse werden aufgezeigt.

Es zeigte sich, daß die Verwendung der Bildwandleröhre eine Abbildungsvergrößerung bewirkt, die jedoch bei Einhaltung der Untersuchungsbedingungen keinen Einfluß auf die Genauigkeit der Winkelmessung besitzt, unabhängig von der räumlichen Lage und der Entfernung der Bezugspunkte.

Ein Unterschied des Fokus-Objekt-Abstandes zwischen seitlicher und a.-p.-Röntgenaufnahme von 10 cm bedingt eine Winkeländerung von $< 1^{\circ}$.

Die Ergebnisse bestätigen, daß die angegebene Methode eine genaue Bestimmung des Torsionswinkels der Tibia am Menschen erlaubt, und somit für die klinische und wissenschaftliche Untersuchung herangezogen werden kann.

8) Literaturverzeichnis

- 1) DOCUMENTA GEIGY: Wissenschaftliche Tabellen.
7.Auflage, Basel 1969, S.146-197.
- 2) SCHREMS, H.: Eine röntgenologische Methode zur
Bestimmung des Torsionswinkels
der Tibia.
Inaug.Diss., Erlangen 1972.
- 3) ZURMÜHL, R.: Praktische Mathematik.
4.Auflage, Berlin/Göttingen/
Heidelberg 1963, S.272.

Allen, die mir bei der Abfassung dieser Arbeit
behilflich waren, möchte ich herzlich danken.
Für die wertvollen Anregungen und die kritischen
Gespräche danke ich Herrn Oberarzt Dr.G.Mebs,
sowie Herrn Dipl. Math. Dr. B. Anger für die
Beratung in mathematischen Fragen.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr.D.Hohmann
für die fachliche Unterstützung und die Übernahme
des Referates.

Lebenslauf

Am 21. 4. 1947 wurde ich in Regensburg als erster Sohn des Gymnasialprofessors Hans Schrems und seiner Ehefrau Elisabeth, geb. Zeller, geboren. Nach dem Besuch der ersten beiden Volksschulklassen in Regensburg von 1953-1955 war ich zwei Jahre in der Vorschule der Regensburger Domspatzen in Etterzhausen bei Regensburg, von wo aus ich im September 1957 in das Musikgymnasium der Regensburger Domspatzen (Humanistisches Gymnasium) in Regensburg übertrat. Dort legte ich am 16. Juli 1966 die Reifeprüfung ab.

Im Wintersemester 1966/67 begann ich an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen das Studium der Medizin und Zahnmedizin. Die ärztliche Vorprüfung legte ich am 7. 3. 1969 ab, die zahnärztliche Vorprüfung am 25. 4. 1969. Das klinische Studium führte ich an der Universität Erlangen fort. Das medizinische Staatsexamen bestand ich am 7. Juli 72 und promovierte am 10. Juli 72 zum Dr. med. Das zahnmedizinische Staatsexamen bestand ich am 31. Juli 1972.

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109 (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990